

АНАЛИЗ СВОЙСТВ ВИБРАТОРНОЙ АНТЕННЫ-АППЛИКАТОРА В ЗАДАЧЕ РАДИОМЕТРИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Банников И.А., Ильиных А.Б., Мительман Ю.Е., Борисов В.И.

ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина», Екатеринбург, Россия (620002 Россия, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32), e-mail: ioan.bannikov@gmail.com

Аннотация: В работе приведены результаты исследования одной из конструкций вибраторных антенн-аппликаторов, применяемых для контактных неинвазивных измерений собственного электромагнитного излучения головного мозга. Исследования проведены с помощью численного моделирования (гибридным методом конечных элементов и методом моментов), реализованного в программном пакете FEKO Suite 7.0. В этой среде была построена модель тканей головы человека и выполнена оптимизация антенны. В качестве критериев оптимизации выбраны: минимальный коэффициент отражения и максимальная напряженность электрического поля на глубине 50 мм. Рассчитаны частотные зависимости коэффициента отражения и мощности, сосредоточенной в различных тканях. Определено распределение плотности мощности в структуре. По полученным результатам сделан вывод, что антенна, оптимизированная по максимальной напряженности поля, обеспечивает прием большей доли мощности с внутренних слоев мозга.

Ключевые слова: медицинская радиометрия, антенна-аппликатор, электромагнитное поле, оптимизация антенны

ANALYSIS OF BOW-TIE ANTENNA PROPERTIES FOR BRAIN MICROWAVE RADIOMETRY

Bannikov I.A., Ilinykh A.B., Mitelman Y.E., Borisov V.I.

Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg, Russia (620002 Russia, Yekaterinburg, Mira Street, 32), e-mail: ioan.bannikov@gmail.com

Abstract: In this work, the results of a study on bow-tie antenna for contact noninvasive measurements of self-radiation of a human brain are presented. The investigation was carried out using numerical modeling (hybrid finite elements method and method of moments) by employing FEKO Suite 7.0. In this software the design of human head model was analyzed and the antenna optimization was conducted. The optimization goals are to minimize the reflection coefficient and maximize the electric field at a depth of 50 mm. The frequency dependencies of reflection coefficient and power collected from different tissues were calculated. The power density distribution was defined in the structure. It was found that the antenna, which was optimized in order to maximize electric field strength, provides better reception of energy from deep brain layers.

Key words: medical radiometry, antenna applicator, electromagnetic field, antenna optimization

Введение

В настоящей работе приводятся результаты исследования вибраторной антенны-аппликатора (АА) радиометра [1], предназначенного для мониторинга функциональных

изменений головного мозга. В общем случае сигнал на выходе такого радиометра T_A имеет следующий вид [2]

$$T_A = \int_V T_{\text{Я}}(r) W(r) dV, \quad (1)$$

где $T_{\text{Я}}(r)$ – радиояркая температура биологического объекта в точке r ;

$W(r)$ – весовая функция, определяемая следующим образом

$$W(r) = \frac{p(r)}{P_V} \quad (2)$$

где $p(r)$ – объемная плотность мощности, излученной антенной, в точке r ;

P_V – интегральная мощность в исследуемом объеме.

Согласно теореме взаимности, поле в ближней зоне для приемной и передающей антенн имеет одинаковое распределение, поэтому влияние параметров АА на весовую функцию и выводы касательно характеристик приемной антенны были сделаны на основании результатов, полученных для передающей антенны.

Цель исследования

Существующие АА могут иметь различную конструкцию и различный рабочий диапазон частот [3], [4], [5]. В работе [6] дан сравнительный анализ АА различных типов, основываясь на результатах которого можно сделать вывод, что подавляющее большинство аппликаторных антенн имеет рабочую частоту более одного гигагерца. Однако, в [7] было показано, что наиболее перспективным для исследования является диапазон частот 650-850 МГц. Поэтому целью данной работы является определение оптимальных параметров и анализ одной из конструкций вибраторных антенн для данной полосы частот и обеспечивающей в ней наилучшие характеристики.

Материалы и методы

Объемную плотность мощности $p(r)$, можно вычислить следующим образом

$$p(r) = \frac{1}{2} \sigma |\vec{E}(r)|^2, \quad (3)$$

где σ – удельная проводимость материала, $|\vec{E}(r)|$ – напряженность электрического поля в точке r . Тогда мощность в объеме V будет равна:

$$P_V = \int_V \frac{1}{2} \sigma |\vec{E}(r)|^2 dV, \quad (4)$$

КПД антенны η в рассматриваемой задаче определяется как отношение мощности в исследуемом объеме ко всей излученной мощности

$$\eta = \frac{P_V}{(1 - |S_{11}|^2)P_0}, \quad (5)$$

где P_0 – мощность источника, S_{11} – коэффициент отражения, вызванный несогласованностью импеданса антенны и фидера. Следовательно, мощность, сосредоточенная в объеме V , с учетом КПД антенны определяется следующей формулой

$$P_V = \eta \int_{\infty} \frac{1}{2} \sigma |\vec{E}(r)|^2 dV. \quad (6)$$

Таким образом, увеличивая КПД антенны, путем изменения ее параметров, можно добиться увеличения доли излучаемой мощности и, тем самым, доли мощности, попадающей в биологические ткани.

Описание модели

На рис. 1 представлена конструкция предложенной вибраторной АА. Данная антенна является плоской версией биконической антенны. Параметр d в основном влияет на широкополосность, h – на центральную частоту, α – на входной импеданс антенны, g – зазор для размещения источника. Такая конструкция проста в изготовлении и имеет широкую рабочую полосу частот.

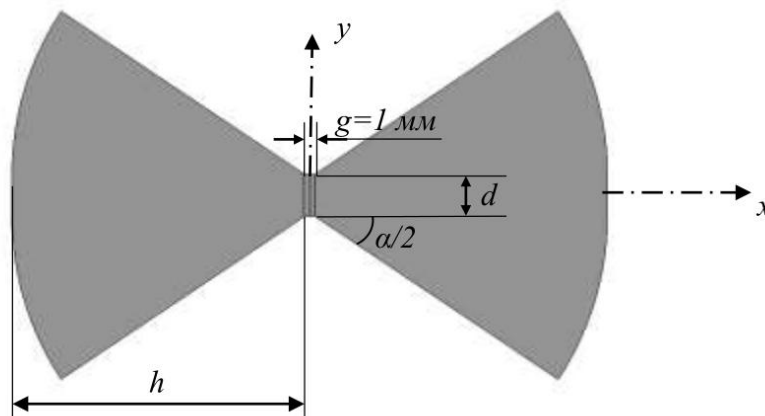


Рис. 9 Конструкция антенны

Ввиду ограниченности области исследования и сложности моделирования всего объема головы, рассматривался только ее участок, выполненный в виде слоистой структуры (рис. 2). Толщина каждого слоя взята в соответствии с [7] и представлена в табл. 1. В модели ширина и длина участка (150×150 мм) взяты таким образом, чтобы уменьшить влияние переотражений от внешних границ.

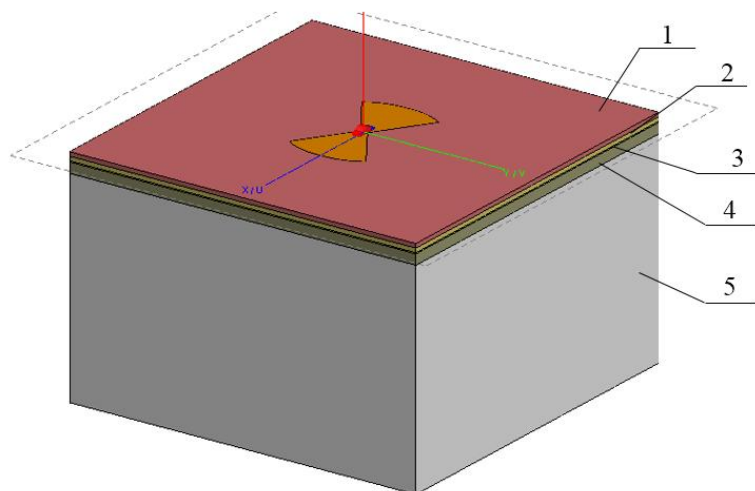


Рис. 10 Модель участка головы

Таблица 1 Толщина тканей

Номер слоя	Ткань	Толщина слоя, мм
1	Кожа	2
2	Кость	2
3	Спинномозговая жидкость	0,5
4	Серое вещество	5
5	Белое вещество	100

Реальная биологическая ткань представляет из себя сложную структуру, электрические параметры которой могут меняться как во времени, так и в пространстве, что не учитывалось при построении модели, к тому же в ней не учитывались более мелкие детали, такие как сосуды, очень тонкие ткани и т.д. Однако, сделанные упрощения в рамках настоящего исследования на частотах дециметрового диапазона можно считать оправданными, поэтому каждый рассматриваемый слой задан в виде однородного диэлектрика, электрические параметры которого были взяты из [8] и представлены в табл. 2.

Таблица 2 Электрические параметры тканей

Ткань	Электрические параметры	Частота, МГц				
		650	700	750	800	850
Кожа	ϵ	43,133	42,698	42,316	41,978	41,676
	σ , См/м	0,78276	0,79996	0,81688	0,83361	0,85021
Кость	ϵ	12,724	12,663	12,606	12,552	12,502
	σ , См/м	0,1153	0,12058	0,12601	0,13161	0,13738
Спинномозговая жидкость	ϵ	69,332	69,158	69,006	68,871	68,75
	σ , См/м	2,3219	2,3382	2,3555	2,3736	2,3926
Серое вещество	ϵ	54,284	53,899	53,558	53,252	52,976
	σ , См/м	0,83947	0,85962	0,87993	0,90044	0,92121
Белое вещество	ϵ	39,958	39,695	39,461	39,251	39,06
	σ , См/м	0,51692	0,53135	0,54592	0,56067	0,57562

Расчет модели производился численным гибридным методом MOM/FEM (метод моментов/метод конечных элементов) посредством программы трехмерного электромагнитного моделирования FEKO. В данном методе поверхности рассчитываются методом моментов, в результате чего на них формируются эквивалентные электрические и магнитные токи, которые являются источниками при нахождении поля в области, рассчитываемой с помощью FEM [9].

Оптимизация антенны

Оптимизация осуществлялась по принципу получения максимальной напряженности поля на выбранной глубине (50 мм), что соответствует более сильному сигналу на выходе радиометра при идентичном источнике и, как следствие, большему объему, с которого будет собираться информация при неизменной чувствительности приемника. Также в качестве критерия было выбрано получение возможно минимального коэффициента отражения (S_{11}) в рабочей полосе частот, в целях уменьшения рассогласования между антенной и фидером, импеданс которого задан равным 50 Ом. В качестве параметров для оптимизации использовались переменные, указанные на рис. 1 (α , d , h). В соответствии с заданными критериями были получены параметры антенны, сведенные в табл. 3.

Таблица 3 Оптимизированные параметры антенны

Параметр	Критерий	
	Минимальный коэффициент отражения	Максимальная напряженность электрического поля на глубине 50 мм
α , град	39,9	67,4
h , мм	26	26,4
d , мм	2,76	3,8

Результаты

Зависимость коэффициента отражения от частоты для двух вариантов антенн представлена на рис. 3: здесь антенна № 1 оптимизирована по минимальному S_{11} , антенна № 2 – по максимальной напряженности поля на глубине 50 мм. Как видно из графика, антенна № 1 лучше согласована с фидером, однако, напряженность поля для такой антенны меньше, следовательно, с помощью антенны № 2 можно будет принять более слабый сигнал.

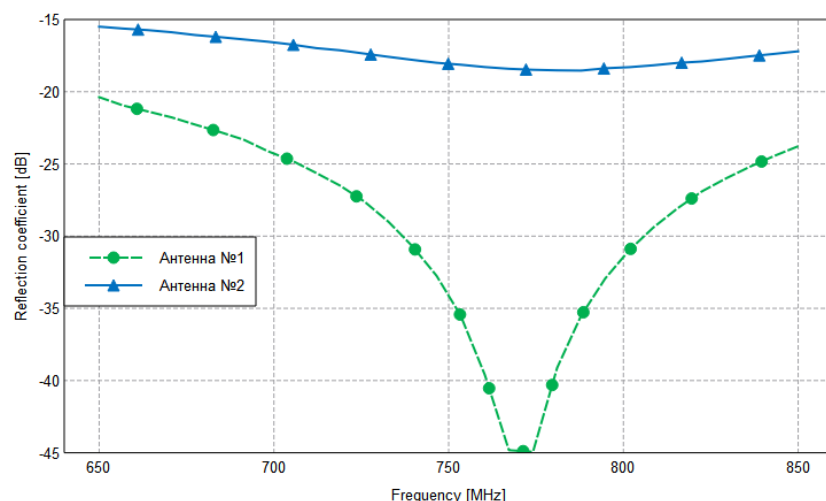


Рис. 11 Зависимость S_{11} от частоты для антенн № 1 и 2

Для определения возможности антенны измерять температуру (при правильной калибровке радиометра измеренная мощность соответствует искомой температуре) во внутренних тканях был построен график зависимости мощности, сосредоточенной в слое кожи и белого вещества, от частоты (мощность источника 1 Вт), представленный на рис. 4. Как видно из графика, с ростом частоты мощность, сосредоточенная в области кожи, растет, что вызвано увеличением коэффициента затухания.

Сравнивая полученные результаты для антенн № 1 и 2, можно сделать следующий вывод: несмотря на то, что антенна № 2 согласована хуже, энергия, принимаемая с глубинных слоев (белое вещество), больше на 3%. Это имеет принципиальное значение, так как основным объектом исследования является именно белое вещество. Вклад остальных тканей, за исключением кожи, в долю принимаемой мощности значительно меньше (рис. 5).

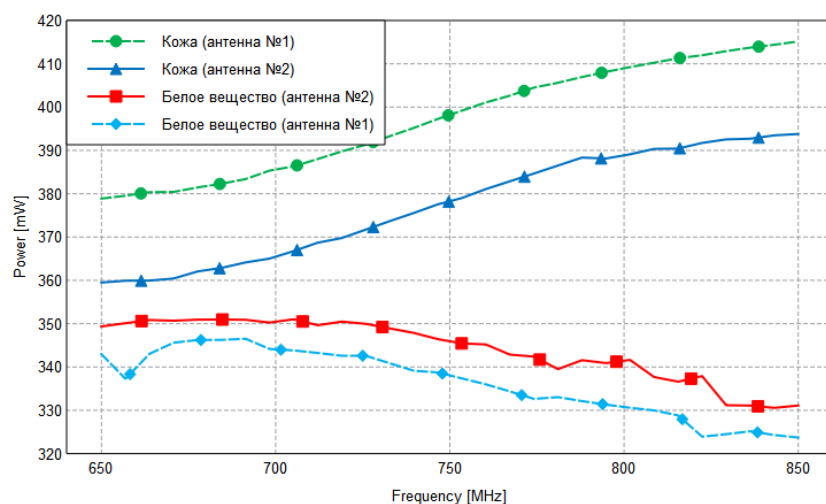


Рис. 4 Мощность, принимаемая с кожи и белого вещества, для различных антенн

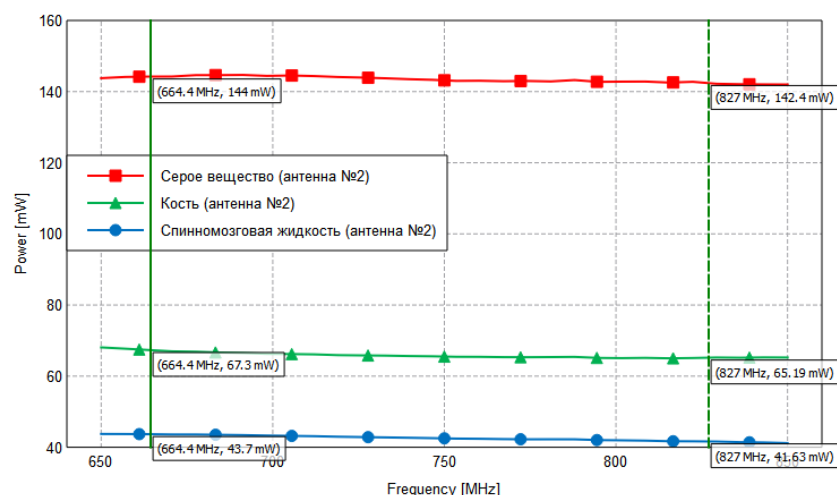


Рис. 5 Мощность, принимаемая с остальных слоев

На рис. 6 представлена зависимость плотности мощности в сечении XZ для частоты 650 МГц, нормировка которой в соответствии с (2) даст вид весовой функции $W(r)$. Как видно из рис. 4–6, значительная доля энергии принимается с верхних тканей (кожа, кость, спинномозговая жидкость). В [10] было предложено для определения вклада в принимаемую мощность внешних слоев, тем самым уменьшив их влияние на результаты измерений, разместить на поверхности кожи датчик температуры. Также на основании рис. 3, 4 и 6 можно сделать вывод, что решающую роль в том, какая доля мощности будет принята с интересующей нас области, играют геометрические размеры АА, так как для антенны № 2 площадь контакта больше, чем для антенны № 1.

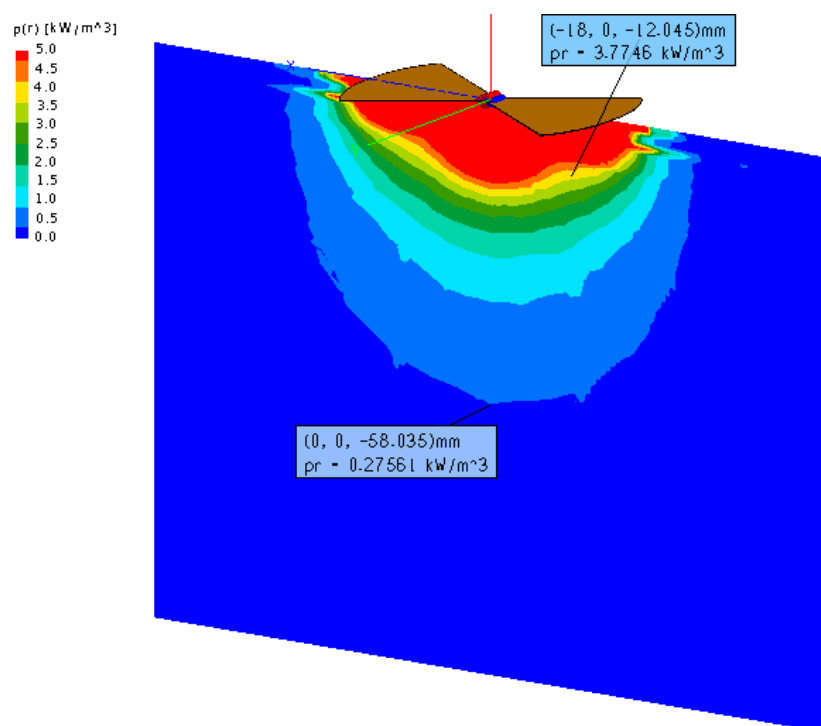


Рис. 6 Распределение плотности мощности в сечении XZ

Заключение

В данной работе был проведен анализ вибраторной антенны-аппликатора, предназначенной для измерения собственного излучения головного мозга. Полученные

характеристики могут быть использованы как при разработке реального устройства, так и для сравнения с другими АА.

Рассматриваемая антенна (№ 2) по результатам расчета имеет уровень коэффициента отражения в рабочей полосе частот не выше -15 дБ. Стоит заметить, что антенна рассчитана только на работу при условии идеального физического контакта с поверхностью кожи. В работе [11] показано как можно изменить конструкцию АА для такого размещения на поверхности головы с учетом наличия волосяного покрова, при котором будет обеспечена хорошая повторяемость результатов. Для этого на каждом вибраторе размещаются проводящие штыри, обеспечивающие фиксацию антенны.

Для увеличения объема исследуемой области требуется размещение как можно большего числа антенн на поверхности головы, в связи с чем существенный интерес представляют возможности миниатюризации, что может явиться предметом дальнейшего исследования.

Список литературы

1. Кубланов В.С. Радиофизический комплекс для функциональных исследований головного мозга // Медицинская техника. 2009. № 3. Р. 10–15.
2. Scheeler R., Kuester E.F., Popovic Z. Sensing Depth of Microwave Radiation for Internal Body Temperature Measurement // IEEE Trans. Antennas Propag. 2014. Vol. 62, № 3. Р. 1293–1303.
3. Rodrigues D.B. et al. Design and optimization of an ultra wideband and compact microwave antenna for radiometric monitoring of brain temperature // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2014. Vol. 61, № 7. Р. 2154–2160.
4. Banu S., Vishwapriya a., Yogamathi R. Performance analysis of circular patch antenna for breast cancer detection // 2013 Fourth Int. Conf. Comput. Commun. Netw. Technol. 2013. Р. 1–7.
5. Mahe Y. et al. New Flexible Medical Compact Antenna: Design and Analysis // Int. J. Antennas Propag. 2012. Vol. 2012. Р. 1–6.
6. Седанкин М.К. Антенны-аппликаторы для радиотермометрического исследования тепловых полей внутренних тканей биологического объекта: дисс. ...канд. тех. наук. Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, 2013.
7. Кубланов В.С. и др. Природа флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 9. Р. 45–54.
8. Italian National Research Council - Institute for Applied Physics. Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz [Electronic resource] // INRC. 2012. Р. 1–3. URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
9. Davidson D.B., Davidson D.B. Computational electromagnetics for RF and microwave engineering // Engineering. 2005.
10. Веснин С.Г. Антенна-аппликатор и устройство для определения температурных изменений внутренних тканей биологического объекта и способы определения температурных изменений и выявления риска рака: пат. 2407429. Россия, 2008.
11. Кубланов В.С., Сельский А.Г., Коркунов В.Г. Устройство для приема собственного радиотеплового излучения тела человека: пат. 2049424. Россия, 1992.